

⑩ 日本国特許庁 (JP) ⑪ 特許出願公開
⑫ 公開特許公報 (A) 昭62-231622

⑬ Int. Cl. 4
A 61 B 5/04

識別記号 314
府内整理番号 H-7916-4C

⑭ 公開 昭和62年(1987)10月12日

審査請求 未請求 発明の数 2 (全8頁)

⑮ 発明の名称 心電計により得られた値の表示方法および装置

⑯ 特願 昭61-243315

⑰ 出願 昭61(1986)10月15日

優先権主張 ⑯ 1985年10月15日 ⑰ 西ドイツ (DE) ⑯ P3536658.3

⑱ 発明者 マンフレート・ケスラ ドイツ連邦共和国エルランゲン・ヴァルドシュトラーセ6
—

⑲ 出願人 マンフレート・ケスラ ドイツ連邦共和国エルランゲン・ヴァルドシュトラーセ6
—

⑳ 代理人 弁理士 矢野 敏雄 外1名

明細書

の表示方法。

1. 発明の名称

心電計により得られた値の表示方法および装置

2. 特許請求の範囲

1. 誘導電極により誘導され、増幅器および表示手段を介して表示される心電計により得られた値の表示方法において、

心筋の全興奮サイクルよりも短い間隔で、誘導電極の信号を時間に従って取出し、デジタル化し、さらに興奮部位の広がりを表わす座標を計算するためにコンピュータ (C) に供給し、

前記座標を用い計算によって断層面または断層線 (SF1, SF2 ...) を求め、かつ表示装置 (A) に表示される心臓像 (HM) に、間隔 (U1, U2 ...) を伴って連続的に記入し、それによって心臓像 (HM) における興奮過程を認識できる、

ことを特徴とする心電計により得られた値

2. 心臓像 (HM) を3次元の線像または輪郭像として表示装置 (A) に表示し、前記心臓像 (HM) に興奮部の広がりを表わす平面 (SF1, SF2 ...) を記入し、該平面の位置は電気的な合成ベクトル (HV) により決定し、先行する平面との間の間隔 (U1, U2 ...) は計算された合成ベクトル (HV) の増大から決定する、特許請求の範囲第1項記載の表示方法。
3. 心臓像の2次元的な部分像 (HM2) を表示装置 (A) に表示する特許請求の範囲第1項記載の表示方法。
4. 誘導電極 (A1, L1 ... Ln) の信号をデジタル記憶し、かつコンピュータ (C) によって呼び出し可能とし、断層面または断層線 (SF1, SF2 ...) の計算が終った後で、これらを心臓像 (HM) と一緒に表示装置 (A) に表示する特許請求の範囲第1項記載の表示方法。

5. コンピュータ (C) によって心筋活動の合 成ベクトル (H V) を計算し、該合成ベクトルによって部分心臓像 (H M 2) の差色状態を決定する特許請求の範囲第1項記載の表示方法。

6. 実際の筋肉のあらゆる解剖学的要素に心臓 模像 (P H M) のプログラム制御可能な要素 (A T L, A T R … 1 / 2 / 3) を対応させ

プログラム制御可能な各々の心筋要素が、 時間的に変化する3つの直交ベクトルを発生 し、該直交ベクトルの空間および時間的パラ メータは可変であり、

心筋のあらゆる伝導要素に、時間的に変化 するプログラム制御可能な心臓模像の伝導要素を対応させ、

さらに心臓模像の要素として別の興奮源ま たは興奮減衰部を付加できる、

特許請求の範囲第1項記載の表示方法。

7. 心臓模像 (P H M) のベクトル心電図およ

12. 誘導電極、該誘導電極と接続された増幅器 および表示装置を有する、心電計により得られ た値の表示装置において、

誘導電極 (A 1, A 2, H 1, H 2 …) の 信号が増幅器 (1, 2, 3; V) を介してコン ピュータ (C) に供給され、該コンピュータは興奮過程の座標を計算し、かつ該座標を用い計算によって断層面または断層線 (S F 1, S F 2 …) の座標を求め、

得られた座標が表示装置 (A) へ供給され、該表示装置は同時に心臓像 (H M) を持続的 に表示し、

前記座標が心臓像に断層面または断層線 (S F 1, S F 2 …) として記入される、

ことを特徴とする心電計によって得られた 値の表示装置。

3 発明の詳細な説明

産業上の利用分野

本発明は、心電計により得られた値の表示方 法に関する。この値は、誘導電極によって誘導

び実際の心筋のベクトル心電図を、同時にか つ重ね合わせて表示装置 (A) に表示可能な 特許請求の範囲第6項記載の表示方法。

8. 心電図の他に、心臓像 (H M) およびその 興奮部の並がりを表示装置に表示する特許請 求の範囲第7項記載の表示方法。

9. 心臓模像 (P H M) の値と実際の心筋の値 との間で興奮過程パラメータ (A T L, A T R …) の差を測定し、心臓模像のパラメータ (A T R, A T L …) を制御するために、測 定された差を用いて実際の測定値とシミュレ ートされた測定値との偏差を消失させる特許 請求の範囲第7項記載の表示方法。

10. 心臓模像 (P H M) のパラメータ (A T L, A T R …) の変化に応じて心臓像 (H M) の幾何学的寸法を変化させる特許請求の範囲 第9項記載の表示方法。

11. 心臓像 (H M) を、透視像 (R B) と一緒に 同一の表示装置 (A) 上に表示する特許請 求の範囲第1項記載の表示方法。

され、増幅器および表示手段を介して表示され る。さらに本発明は、この方法を実施する装置 にも関する。この装置は、誘導電極と、該誘導 電極に対応する増幅器および表示装置を有して いる。

従来技術

心電図検査法は、心筋の活動により生じる電 位を測定することによって心臓の活動を測定す る重要な方法である。

発明の解決すべき問題点

心電計により得られる値は、多くの場合時間 的に連続した曲線として現われる。この値を解 析することは確立した診断方法であるが、前述 の曲線と空胸筋の収縮との関係が不明瞭だとい う欠点がある。この原因は、心筋により形成さ れる電気的ダイポールが最大値になったとき、 即ちすべての筋肉のすべての繊維に及んだとき に電気信号が最も大きくなることにある。この 状態は主に、筋肉の収縮領域の並がりが心筋の 中心にまで進行したときに起きる。そこでは収

縮領域はパーセンテージからいって最も強く増大する。

つまり活動信号が、収縮領域の微分商にはほぼ相応する。しかし、収縮領域の空間的拡がりに相応する値を得ることが望ましい。

心臓の電気的活動の測定により得られる情報内容は大きいが明瞭性を欠く例として、ベクトル心電図がある。

従って本発明の課題は、一方では測定された電位にのみ依存し、他方では心筋の収縮部分の空間的拡がりの像が得られる、心筋活動の表示方法および装置を提供することにある。

問題点を解決するための手段

本発明によれば、この課題は次のようにして解決される。すなわち、心筋の全興奮サイクルよりも短い間隔で、誘導電極の信号を時間に従って取出し、デジタル化し、さらに興奮部位の拡がりを表わす座標を計算するためにコンピュータに供給し、前記座標を用い計算によって断層面または断層線を求める、かつ表示装置に表示

詳細には心臓像は3次元の線像または輪郭像として表示される。この心臓中に興奮部の拡がりを示す断層線または断層面が記入される。その空間的位置はその都度算定された電気的合成ベクトルにより決定され、その間隔は合成ベクトルの絶対値によつて決定される。

これにより、ベクトル心電図に必要な全測定内容が評価され、興奮過程を直接認識できるような形で表示される。

特に複雑な過程の場合、またはデモンストレーションのために用いる場合、心臓像を複数の2次元断面で表示すると有利である。

本発明の別の実施例において、誘導電極の信号を記憶媒体、例えば磁気ディスクに記憶し、そこからコンピュータにより呼出し可能とし、表示座標の計算後に表示装置に表示可能であるようにする。

この実施例の利点は1つには、表示装置のオフライン動作を可能にすることである。このオフライン動作では、断層線または断層面の計算

される心臓像に、間隔を伴つて連続的に記入し、それによって心臓像における興奮過程を認識できるようにしたのである。

発明の利点

本発明の構成の第1の利点は、心筋活動の信号を積分するので、実際の電気的心筋活動から空間的な興奮過程そのものが得られること、従つて、機器を用いて断層線および断層面を图形的な心臓像中に記入できるので、心筋中での興奮部の拡がりを簡単に観察し且つ診断することができることである。

この表示を行う装置は、誘導電極と表示手段を備えた増幅器とから成る。その際誘導電極の信号は、デジタル式にコンピュータに供給され、コンピュータは信号から興奮過程の座標を算定し、引続いて、算定された座標が表示装置に供給され、支持装置には、同時に图形的心臓像が持続的に図示される。

そのための計算速度が比較的遅くてよい。さらに本発明により、興奮領域を表わす断層面または断層線がゆつくりと生じるのを観察することにより、あるいは断層線像を全体として観察することによつて、興奮領域の拡がりをスローモーションで追跡できる。この場合、断層線間の間隔は時間の経過を表わし、断層面の傾きは合成ベクトルの方向に対応する。

上述の直接表示法は、従来のベクトル心電図に見られる不明瞭性を克服し、極めて優れている。

断層線または断層面を用いた等体積表示のかわりに、収縮状態を心臓像の着色状態によつても表示することができる。その際、合成ベクトルを計算し、この合成ベクトルによつて心臓像の着色状態の進行を決める。この表示は特に2次元部分に適している。

断層面を表示する際、心房内の興奮過程を心室内の興奮過程から区別するために、種々の色を使うと有利である。断層面自体の表示の際に

も、断層面の下側と上側とをより良く区別するために、種々の色または陰影線を使うことができる。

興奮過程の改善された表示は、心臓像の各解剖学的要素にベクトルを配属するようにして達成できる。と言うのは、そうすることによつて、収縮過程についての付加的に詳細な情報が得られ、かつ表示され得るからである。

しかし、そのためには、活動電位を相応に事細かに誘導することが前提となる。そのことは、筋内に直接配設された誘導電極によつて達成することができる。

また、それぞれ身体の正面および背面に配設された、「ラスター電極」と呼ばれる2つの誘導電極網を介しても測定でき、この誘導電極網は電気的な心臓軸線の延長線上にあるようにすると有利である。その際、両ラスター電極の各正面および背面電極間の電気的活動は順次または同時に測定される。

このようにして誘導された表示の場合、各電

とによつて、そのつど測定された電気的な心電図記録値に合致させることができ、その際、この合致は、シミュレートされた心電図が実際に測定されたベクトル心電図に同形状に重なるようにして行なわれる。

プログラム技術的に振幅、周波数、位相、遅延または時間的跳躍として表わせるパラメータの選択から、実際の筋肉での解剖学的特性についての報告が得られる。

電気的な模像を心筋の実際の像と一緒に同じ表示装置上で表示できるようにして、実際の興奮過程に更に合致させることができる。そうすることによつて、同様に、模像パラメータを実際の筋肉に合致させることができる。

実施例

次に図面を参照しながら実施例について本発明を詳しく説明する。

第1a図に示す誘導(導出)点A1, A2, S1, S2, H1, H2は從来技術で慣用されており、この例では心臓の電気的活動を誘導す

る絶対に1つの個別ベクトルを配属しなければならない。そうすることによつて、1つの理想化された2次元断層面を拡がりの先端面として表示することができるのみならず、断層面を更に細かく分解して3次元の断層面を形成することができる。

本発明の別の実施例によると、心臓像の解剖学的要素(例えば心房および心室の空間的拡がり)、筋内の体積、興奮減衰部の個所または興奮源の個所を空間的および/または時間的に心臓像の中で調節することができる。そうすることによつて、筋肉像を心筋の模像として形成し、この模像を実際に測定された現象に合致させることができる。

この方法の実施例によると、コンピュータプログラムとして構成された自己興奮形の表示可能な心臓模像がコンピュータによつて実行され、この心臓モデルは、筋肉体積、興奮源、興奮の減衰部、刺激伝導度、解剖学的要素の拡がりのような解剖学的な模像パラメータを変えるこ

するために用いられる。この場合、接続されたコンピュータCの中でベクトル検出のために相応の演算ルーチンが利用できるなら、他の公知誘導法を用いてもよい。

この例では、A1, A2が軸方向電極、H1, H2は水平電極、そしてS1, S2は前後電極である。各電極から取出された信号は増幅器1, 2, 3で増幅され、從来公知のように直交ベクトルHV1, HV2, HV3として観察され、コンピュータCの中で合成されて合成ベクトルHVが生じる。

本発明によればこの合成ベクトルは、ベクトルだけで、あるいは終点として2次元的に表示されるのではなく、断層面の基準として用いられる。この断層面は、例えば、ディスプレイAに持続的に表示される心臓HM(第1b図参照)の断層面SF1である。

この場合、ベクトルの絶対値の代わりに例えば断層面の間隔Uiが表示される時は、断層面基準の表示は行なわなくともよい。この時、撮

影される各々の断層面から断面の輪郭線像が生じるが、それらの間の間隔 U_1, U_2, \dots は、各合成ベクトル HV の絶対値によつて定まる。

断層面 SF_1, SF_2, \dots の表示を改善するためには、特別な表示パターンを用いて、各時点における可視断層面を上側の面または下側の面として規定すればよい。

極めて複雑な事象の場合は、心臓像の各々の部分断面 HM_2 を第1c図に従つて表示し、測定したまたは計算した興奮部の先端線 SF_1, SF_2, \dots を心臓像内に記入すればよい。

どの場合でも、測定または計算によつて得られた値はコンピュータ C のデータメモリ内に記憶される。

第2図に示すように、「ラスター電極」 R_1, R_2, R_3 としてまとめられた誘導電極群 A_1, A_2, \dots, N_n を身体正面および/または背面に取りつけて心筋を撮影すれば、表示状態が改善される。

身体正面にただ1つのラスター電極 (R_3) を

2つのラスター電極 R_1, R_2 をそれぞれ身体の正面および背面に取付け、2つの電極を結ぶ直線が心臓の軸線と一致するようにすれば、第2c図に示すように、種々の部分断面ベクトルが得られる。これらのベクトルは次の通りである；心臓軸線に平行な「平行ベクトル」

1PA……1PN

「束ベクトル」

4VE-1DF (中央束ベクトル)

nVA-3DB (右方頂点束ベクトル)

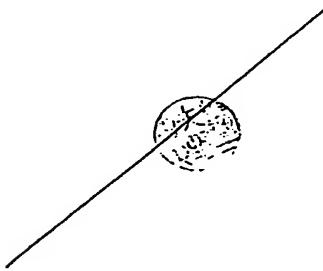
1VN-4DC (左方基底束ベクトル)

コンピュータ C を用いて増幅器 V の全測定チャネルから信号を選択することによつて、上述の個別ベクトルから各時点における最大ベクトルが検出される。

心筋の活動は実質的に心臓軸線に沿つて生じるので、この測定方法だけによつて、興奮部の拡がりの実際の分布を良好に近似できる。

測定そのものは、電子コンピュータ C によつて制御され、筋肉の全興奮サイクルよりも短い

取りつけて胸側の面に心筋の最大投影像を得る場合は、公知の単極ウイルソン誘導法が使用できる。この場合、線路 L_1, L_2, \dots によつて図示されてない増幅器と接続された電極 A_1, A_2, \dots, N_n は、同じく図示されてない集合電極に対して測定される。従つて第2b図に示すように、 $A_1 \dots, N_n$ 電極の各々から最大信号を選び出すことによつて、興奮部先端線 E_1, E_2, \dots の分布が決定できる。



間隔で行なわれる。この場合、電極信号のデジタル値が合成ベクトル HV の計算のために用いられるか、あるいはコンピュータ C が最大ベクトルの選択を行なう。得られたデータは、有利にはコンピュータのデータメモリ M に記憶される。

本発明による表示様式は拡張することができる。第1b図では、2つの瞬時撮影像が同じ表示装置 A に映し出される。1つは心臓の画像(以下心臓像と呼ぶ) HM であり、もう1つは実際の心筋の輪郭像 RB である。輪郭像 RB は、例えばレントゲン線の透視によつてカメラで撮影できる。心臓像 HM はコンピュータ C の内部で計算される。

一連の輪郭像 RB と心臓像 HM を順次連続して撮影すれば、心臓像 HM における興奮過程と実際の輪郭像 RB における収縮が一致するかどうか比較できる。従つて、心筋の実際の活動分布について判断の根拠が得られる。心臓像 HM は、心臓の実際の電気的活動の測定に基づいて

形成されているからである。

心活動の別の分析法として第3図に示すよう、コンピュータCで自律興奮性の心臓模像PHMをシミュレートする。心臓模像の興奮過程は粗粗の要素から合成される。この要素は、3次元的な心房活動(ATL, ATR-1/2/3)、3次元的な心室活動(VEL, VER, SE-1/2/3)、効率および心筋部分の容積(増幅度)に対応している。またこれらの要素は、興奮減衰部(HB/PFL, HB/PERにおける減衰)または興奮源(硬塞般痕のような自律興奮源BPL, BPR)を含んでいる。

以上のようにして、プログラムに従つて完全に自律振動する心筋の等価物が得られる。そのパラメータは個別に明らかになっている。またこれらのパラメータは、心臓模像の興奮過程と実際の心筋の興奮過程が相互に一致した後では、実際の心筋およびその特性と一致する。

この場合例えば、通常の活動電位誘導法によつて測定され、曲線として表示された実際の心

室(VEL, VER)の興奮を開始させる。局部ベクトルと相反する興奮拡張方向との重なり、あるいは位相のずれた興奮波の重なり(ある筋肉部分の復極と別の筋肉部分の再極)によって、公知のように、電気信号の部分的消失が生じる。拍動のリズムを決定する自律興奮要素SINに対する再極筋肉部分の反作用は分散導体(Streuleitung)Sによつて実現できる。

上述のシミュレーションで用いられるすべてのパラメータ(SIN, AVL, AVR, AV, VEL, VER, HB/PFL, HB/PFR, HB/PFM, BPR, BPL)は、その振幅が3つの座標(1, 2, 3)で調整可能であり、興奮閾値および時間経過も調整可能である。例えば、筋肉の異なる部分における分極または再極によって生じる電位が、完全にまたは部分的に相殺される場合、上述のパラメータは相互に打ち消し合うように作用する。これは実際の筋肉に生じるのと同じ状況である。また、上述のシミュレーションでは個別要素を独立して変化させることも、それを独

筋の心電図検査値が、心臓模像PHM内で合成された興奮過程と一致するまで、心臓模像PHMのパラメータの整合が行なわれる。

心臓模像の興奮過程は次の通りである。まず、自律振動する興奮中心SINが、心房ATL, ATRにおける興奮過程を開始させる。この興奮過程の振幅および時間は3つの座標1, 2, 3において制御可能である。この場合、あらゆる分極、再分極過程をシミュレートできる。この第1の興奮過程によって房室に関する別の興奮過程が開始する。この過程は伝導部HB/PFL, HB/PFRによって心室VEL, VERに伝えられ、そこでも興奮過程が(逆電位で)開始する。

以上の過程が終了すると、自律興奮中心SINによって新たな興奮サイクルが始まる。

心筋模像PHMの実際の心臓における等価物は明白である。まず、洞結節(SIN)が心房(AVL, AVR)における興奮過程を開始させる。心房は、房室結節、ヒス筋束およびナルキンエ線維(HB/PFR-PFL)を介して心

立して表示することも可能である。従つて、個別の過程は独自に認識でき、実際の事象に対してさらに知識を深められる。

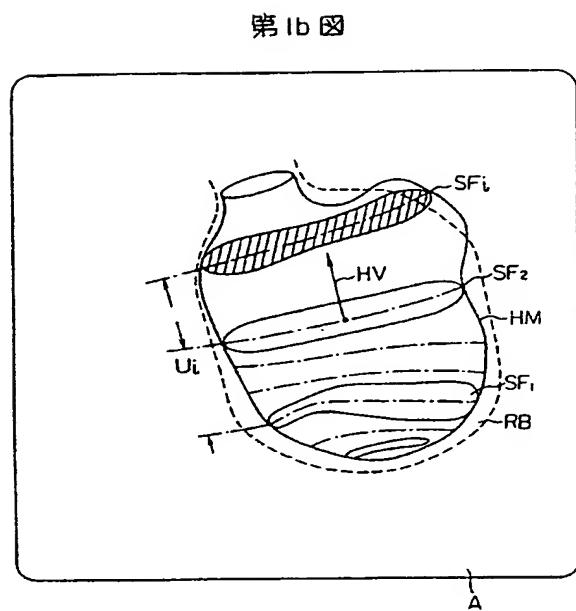
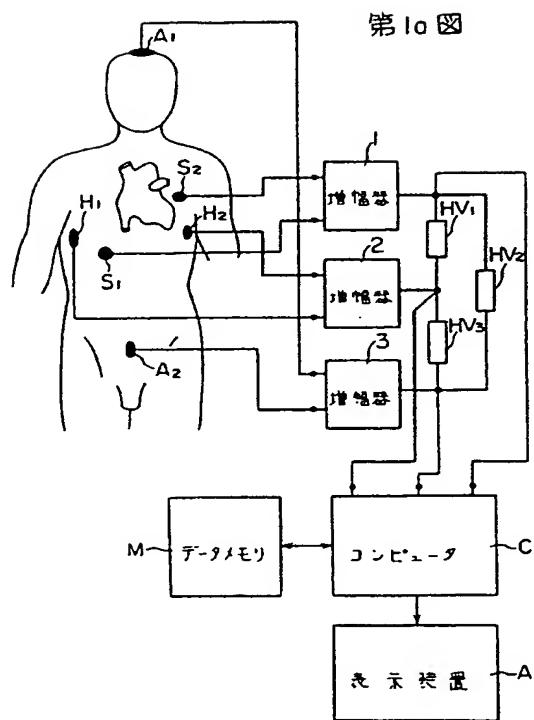
発明の効果

本発明によれば、測定電位にのみ依存して心筋活動を表示でき、その場合、心筋の収縮部分の空間的拡がりを表わす画像が得られる。

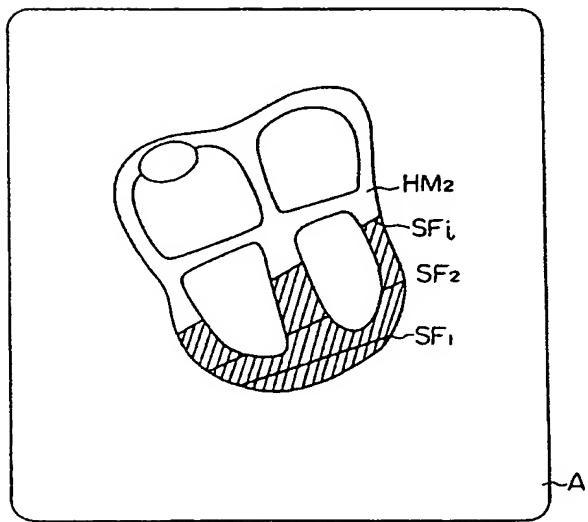
4 図面の簡単な説明

第1a図、第1b図、第1c図は誘導電極および心臓模像表示装置を有する測定装置を示す図、第2a図、第2b図、第2c図は興奮先端面と合成ベクトルを正確に決定するためのラスター電極を示す図、第3図は心臓模像を得るための装置を示す図である。

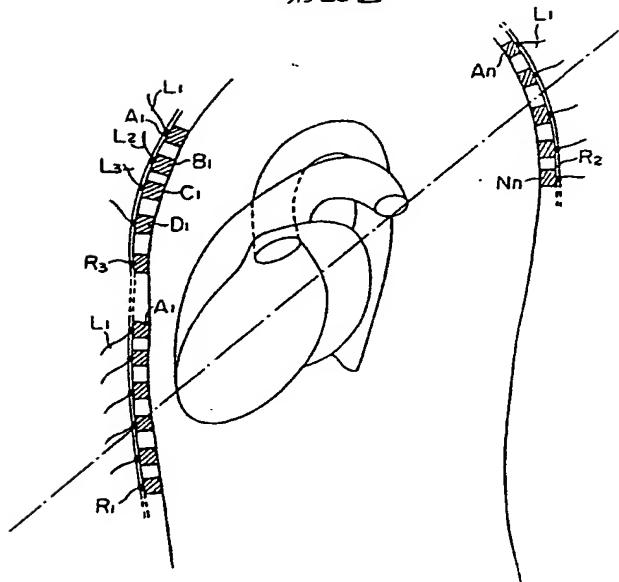
1, 2, 3, V…増幅器、C…コンピュータ、A…表示装置、M…データメモリ



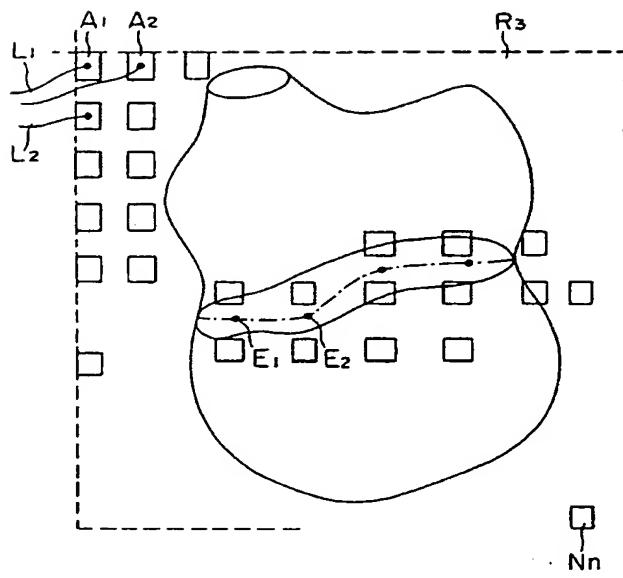
第1c図



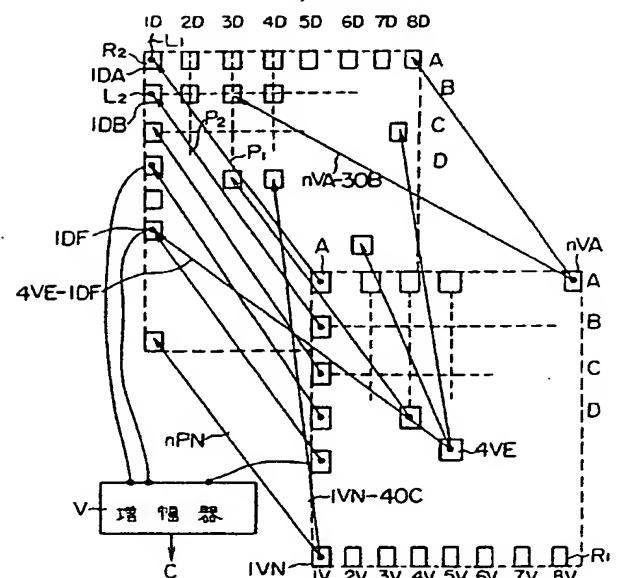
第2a図



第2b図



第2c図



第3図

